⑫ 公 開 特 許 公 報 (A) 平1-114747

@Int_Cl_4

識別記号

庁内整理番号

④公開 平成1年(1989)5月8日

27/46 G 01 N 27/30 M - 7363 - 2GJ - 7363 - 2G

審査請求 未請求 発明の数 1 (全4頁)

🖾発明の名称 バイオセンサ

> 20特 願 昭62-273684

23出 願 昭62(1987)10月29日

佐 知 子 **⑫発** 明 末次 者 ②発 明 者 1/5 林 茂 雄 ⑫発 明 者 森 垣 健 72発 明 者 小 松 きょみ 79発 明 者 史 朗 南 海 明 者 真 理 子 ⑦発 河 栗 勿出 願 松下電器産業株式会社 人 73代 理 弁理士 中尾

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器產業株式会社内 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内 大阪府門真市大字門真1006番地 大阪府門真市大字門真1006番地 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器產業株式会社内 大阪府門真市大字門真1006番地

松下電器産業株式会社内 松下電器産業株式会社内

敏男 外1名

ßД 細

1、発明の名称

バイオセンサ

- 2、特許請求の範囲
 - (1) 測定極と対極とからなる電極系を設け、この 電極系上に酸化還元酵素、電子受容体と緩衝性塩 (溶液状態で緩衝作用を示す塩)とを乾燥状態で 保持させた構成のパイオセンサにおいて前記酸化 還元酵素と分離した場所に、緩衝性塩を担持させ たことを特徴とするパイオセンサ。
 - (2) 緩衝性塩の担持場所が、前記酵素担持場所よ り上部に存在する特許請求の範囲第1項記載のバ イオセンサ。
- 3、発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、種々の試料中の特定成分を迅速かつ 容易に定量することのできるバイオセンサに関す るものである。

従来の技術

近年、酵素反応と電極反応を結びつけて、試料

中の特定成分を測定するパイオセンサが利用され るようになってきた。

以下に従来のバイオセンサについて説明する。 第3図は従来のバイオセンサの断面図であり、12 は絶縁性基板、13と14は絶縁性基板12上に 導電性カーボンペーストをスクリーン印刷し、加 熱 乾燥して形成した測定極と対極である。15は 絶縁層で、絶縁性樹脂ペーストを絶縁性基板12、 測定極13、対極14上に前記同様、印刷,乾燥 したものである。18は前記電極部上に設置され た粘着性構造体で、17は粘着性構造体16上に 固定された濾過層であり、膜厚1 Ο μのポリカー ポネート多孔体膜を使用している。18は保持枠、 19と20は保持枠18内に固定された反応層と 展開層で、反応層は担体としての多孔体に酸化還 元酵素、電子受容体と緩衝性塩を共存担持し、展 開層にはセルロース織布を用いている。

以上のように構成されたパイオセンサについて、 以下その動作を説明する。試料液を上部から滴下 すると、まず展開層20を試料液が速やかに拡が

り、次に反応層 1 9への液の降下が起こる。。反応 層では緩衝性塩の作用により試料液のpH が一定 に保たれ、試料液中の特定成分と、反応層中の酸 化選元反応層中の酸化還元反応 進行し、電子受容体が還元される。この時生成が 進行し、電子受容体が選元される。この時生成が 多電子受容体が選元される。この時生成が よので成立 とでは、測定をかりまする。 電極上 1 3 , 1 4 へ降下する。電極上では、電極 反応により前記還元された電子受容体の酸化電流値から試料液中の特定成分量を 切った。 での酸化電流値から試料液中の特定成分量を 別定する。

発明が解決しようとする問題点

しかしながら前記の従来の構成では、反応層において酸化還元酵素と緩衝性塩が共存して担持されていて、担持過程での酵素と緩衝性塩溶液の濃縮乾燥の際、2種類の緩衝性塩間の溶解度の差により、一時的に溶液のpH が酸またはアルカリ側へ移動し、酵素たんぱく質を構成するアミノ酸残 基に影響を及ぼし、酵素の立体構造が破壊され、

には、まず上部に担持された緩衝性塩を溶解した 試料緩衝液中で酵素反応を行うことができる。

実 施 例

以下本発明の実施例の一例としてのグルコース センサについて、図面を参照しながら説明する。

第1図は本発明の一実施例におけるグルコース センサの断面図を模式的に示すものである。第1 図において、1は絶縁性基板、2は測定極、3は 対極、4は絶縁層、5は粘着性構造体、6はは従来 例の構成と同じものである。8,9,10はは従来 例の反応層である。8,9,10はは従本発 担持層、10は緩衝性塩担持層であり、各な経 理技層で、20は緩衝性塩担持層であり、各な経 を10である。2

以上のように構成された本実施例のグルコース

極端な場合、酵素が失活する。とのため反応の安 定化に必要な活性を得るには多量の酵素を担持し なければならないという問題点を有していた。

本発明は上記従来の問題点を解決するもので、 酵素のpH 変化による失活を阻止することにより、 酵素の担持が少量でも必要な活性を得ることができ、十分反応可能なパイオセンサの反応層を提供 することを目的とする。

問題点を解決するための手段

この目的を達成するために本発明のバイオセンサは、測定極と対極とからなる電極系上に、緩衝性塩と酸化還元酵素とを分離配置したものであり、好ましくは酸化還元酵素より緩衝性塩が上部に存在する構成としたものである。

作 用

この構成によって、酸化還元酵素の乾燥担持の際、酵素単独の水溶液が濃縮してゆくため、溶液のpH が中性に保たれ、酵素が安定に保持されて失活が防止され、少量の酵素担持量で高精度の測定が可能になることとなる。また実際の測定の際

センサについて、以下その動作を説明する。。まず、
に 料液を第1図の上部に滴下すると、展開層11に拡がり、緩衝性塩担持層1のにおいて、緩衝性塩担持層1のにおいて、砂点では、砂点では、サインのサインを使知できる。

第2図は前記のパイオセンサで測定した酸化電流値とグリコース濃度との関係を示すものである。 Aは本発明の、反応層を緩衝性塩担持層、酵素担持層、電子受容体担持層に3分割分離して形成したもので、B,Cは従来例の緩衝性塩・酵素・電子受容体を一つの反応層内に共存して担持したも のである。

なお、測定は各グルコース濃度で各々10回行 い、その平均値とばらつきの幅を図中に示す。ま た、1回の測定に使用するグルコースオキシダー ゼの平均担持活性量は、Aは10ユニット、Bは 100ユニット、Cは10ユニットであり、その 他の測定条件はA,B,Cとも等しい。この図よ り、Aでは電流値とグリコース濃度は360 mg/dl まで非常に良い直線性を示し、各グルコ - ス濃度においても安定した測定値が得られる。 これに対し、従来例のB,Cにおいては、Bのよ うにグルコースオキシダーゼを多量に担持すれば、 グルコース濃度360mg/dle までの直線性と測 定値の安定性が得られる。しかし、Cのようにグ ルコースオキシダーゼの担持量が少量になると、 1 O O mg/dℓ以上の高濃度域での直線性が得ら れず、また各グルコース濃度における測定値のば らつきも大きい。

以上のように本実施例によれば、緩衝性塩と酵素とを分離して乾燥担持することにより、少量の

発明の効果

以上のように本発明によれば、測定極と対極とからなる電極系を設け、この電極上に酸化還元酵素と電子受容体と緩衝性塩とを乾燥状態で保持する構成のバイオセンサにおいて、酸化還元酵素と分離した場所に緩衝性塩を担持させることにより、グルコースオキシダーゼが少量でも十分な活性が保持され、十分精度良く測定できるという効果が得られる。

4、図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例におけるバイオセンサの断面図、第2図はバイオセンサの応答特性図、第3図は従来例におけるバイオセンサの断面図である。

1 ······ 絶縁性基板、2 ····· 測定極、3 ······ 対極、4 ······ 絶緣層、6 ····· 濾過層、8 ······ 電子受容体担持層、9 ······ 酵素担持層、1 〇 ····· 緩衝性塩担持層。

代理人の氏名 弁理士 中 尾 敏 男 ほか1名

グルコースオキシダーゼ量でもグルコース量を精 度良く測定することができる。これはグルコース オキシダーゼの乾燥担持の際、溶液の中性が保た れ、グルコースオキシダーゼがpH 変化より失活 することを防止できるためと考えられる。

なお本実施例では緩衝性塩と酸化還元酵素と電子受容体を各々分離した構造としたが、緩衝性塩と電子受容体、酸化還元酵素と電子受容体とは共存して担持しても本実施例と同様の効果が得られた。

また本実施例では緩衝液として

KH₂PO₄-K₂HPO₄ 緩衝液を用いたが、緩衝液 は酢酸 -NaOH 緩衝液でも良い。

さらに本実施例では、電極系を測定極と対極の 2極系としたが、電極系は参照極を加えて3極系 でも良い。その場合には、電位が安定し、より精 度良く測定できる。

電子受容体としては、上記に用いたフェリシアン化カリウム以外にも、P ーペンゾキノン,メチレンプルーなども使用できる。

第1図



